

⑫ 公開特許公報 (A) 平4-180736

⑬ Int. Cl.

A 61 B 5/07

識別記号

府内整理番号

8932-4C

⑭ 公開 平成4年(1992)6月26日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全8頁)

⑮ 発明の名称 医療用カプセル

⑯ 特 願 平2-310857

⑯ 出 願 平2(1990)11月16日

⑰ 発明者 五反田 正一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑰ 発明者 工藤 正宏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑰ 発明者 田畑 孝夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑯ 出願人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑰ 代理人 弁理士 坪井 淳 外2名

最終頁に続く

明細書

1. 発明の名称

医療用カプセル

2. 特許請求の範囲

体腔内の諸情報を検出するためのカプセル本体と、このカプセル本体内に設けられ指向性、送受信用波数が異なる複数のアンテナとを具備したことを特徴とする医療用カプセル。

3. 発明の詳細な説明

【医療上の利用分野】

この発明は体腔内にあるカプセルの位置を体外で検出できる医療用カプセルに関する。

【従来の技術】

被検査者がカプセルを飲み込み、カプセルによって体腔内の消化液等を採取したり、体腔内へ薬液等を放出する医療用カプセルは、例えば特公昭63-21494号公報で知られている。ところで、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルが体腔内の目的の部位に到達したか否かは飲み込み後の経過時間によって推測するか、または体外から

X線によって透視する方法が一般的である。

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知るために飲み込み後の経過時間によって推測するにはカプセルの位置を正確に検出できない。また、体外からX線によって透視する方法は、カプセルの位置を正確に検出できるが、長時間または何回かのX線の照射により人体に悪影響を及ぼすという問題がある。

そこで、第13図に示すように、カプセル本体の内部にバッテリと送信コイルからなるアンテナを収納した医療用カプセルが開発された。この医療用カプセルは、被検査者が飲み込み、体腔内においてアンテナから電波を発信し、体外に設置した受信部で受信することにより、医療用カプセルの位置を検知できる。しかし、カプセル本体の内部に1個のアンテナを備えただけであり、矢印方向に電波が飛んで行く。したがって、カプセル本体の上下方向では電波の検知ができるが、カプセル本体の左右方向では電波が届く、

検知が難しく、カプセルの位置を正確に検知できないという問題がある。

この発明は前記記事項に着目してなされたもので、その目的とするところは、カプセルの位置、向きを拘らず、その位置を正確に検知でき、しかも人体に安全な医療用カプセルを提供することにある。

【課題を解決するための手段および作用】

この発明は、前記課題を解決するために、体腔内の諸情報を検出するためのカプセル本体と、このカプセル本体内に設けられ指向性、送受信周波数が異なる複数のアンテナとから構成する。

被検査者がカプセルを飲み込んで体腔内を移動中に体腔内の諸情報を検出して体外に送信するとともに、複数のアンテナから体外に発信された電波の方向、強度、周波数等によってカプセルの位置、向き等を体外で受信してカプセルの位置を正確に検知する。

【実施例】

以下、この発明の各実施例を図面に基づいて

- 3 -

図8はカプセル本体1の軸方向と直角方向(横方向)に、さらに第3のアンテナ9はカプセル本体1の軸方向と直角方向(前方向)に、指向性が直交するXYZの3方向に電波を発信するようになっている。さらに、第1のアンテナ7は発振周波数f1に、第2のアンテナ8は発振周波数f2に、第3のアンテナ9は発振周波数f3に、異なる発振周波数の電波を発信するようになっている。

第2図は位置検出回路のブロック図であり、カプセル本体1の第1のセンサ6からの検知信号および第1～第3のアンテナ7～9から発信された電波は受信アンテナ11によって受信される。受信アンテナ11によって受信した信号は、検波器12を介して選局回路13に入力される。選局回路13は異なる発振周波数f1、f2、f3に応じて独立して設けた第1～第3の増幅器14～16を介して第1の表示部17に入力され、第1の表示部17は第1のセンサ6によって検知した体腔内の圧力を表示する。第1～第3の増幅器14～16によって增幅された信号は、さらに位

- 5 -

説明する。

第1図および第2図は第1の実施例を示す。第1図に示す、カプセル本体1は、円筒部2と、この円筒部2の軸方向両端部に接着された半球状のキャップ3、4とから構成されている。カプセル本体1の内部における一端側、図において下側にはバッテリ5が設けられ、上側には例えば圧力測定用の第1のセンサ6が設けられている。

また、カプセル本体1の内部における円筒部2にはこれと同軸的に送信コイルからなる第1のアンテナ7が設けられている。この第1のアンテナ7の下部には円筒部2の軸方向と直角方向に送信コイルからなる第2のアンテナ8および第3のアンテナ9が設けられ、この第2のアンテナ8と第3のアンテナ9とは直角方向に指向している。すなわち、カプセル本体1の内部には第1～第3のアンテナ7～9が収納されており、これらは変調回路10を介して前記バッテリ5に電気的に接続されている。そして、第1のアンテナ7はカプセル本体1の軸方向(上方向)に、第2のアンテナ

- 4 -

出回路18を介して第2の表示部19に入力され、第2の表示部19は第1～第3のアンテナ7～9から発信される電波の強さを比較することにより、カプセル本体1の位置、向き(姿勢)を検出して表示する。したがって、カプセル本体1の位置、向きを正確に検出でき、その時の体腔内の圧力を検出できる。

したがって、被検査者がカプセル本体1を飲み込むと、カプセル本体1は人体の食道、胃、腸の順に移動する。このとき、カプセル本体1の第1のセンサ6によって体腔内の圧力を検出し、この検出信号は変調回路10を介して第1のアンテナ7から発信される。これと同時に第1～第3のアンテナ7～9からそれぞれ異なる発振周波数f1、f2、f3の電波が発信され、第1のセンサ6による検出信号とともに受信アンテナ11が受信する。受信アンテナ11によって受信した信号は、検波器12を介して選局回路13に入力される。選局回路13は異なる発振周波数f1、f2、f3に応じて独立して設けた第1～第3の増幅器

- 6 -

14～16を介して第1の表示部17に入力され、第1の表示部17は第3のセンサ6によって検知した体腔内の圧力を表示する。第1～第3の増幅器14～16によって增幅された信号は、さらに位置検出回路18を介して第2の表示部19に入力され、第2の表示部19は第1～第3のアンテナ7～9から発信される電波の強さを比較することにより、カプセル本体1の位置、向き(姿勢)を検出して表示する。したがって、カプセル本体1の位置、向きを正確に検出し、その時の体腔内の圧力を検出する。

第3図および第4図は第2の実施例を示すもので、第1の実施例と共通する部分は同一番号を付して説明を省略する。

第3図に示すように、この実施例は、カプセル本体1の円筒部2にバッテリ5が設けられている。また、カプセル本体1の内部における一端側、図において下側には例えば温度測定用の第2のセンサ20および変調回路21が設けられている。すなわち、カプセル本体1には圧力測定用の第1の

- 7 -

リングするため、バッテリの消耗が著しい。そこで、体外からカプセルの内部のスイッチをオン・オフしている。しかし、スイッチのオン・オフ制御が困難であり、仮に一定時間でオン・オフを繰り返した場合、オフ時に患者に異常が起こる場合もある。そこで、バッテリの消費を抑えつつ、体腔内の情報の変化を確実に検出できる医療用カプセルを開発した。

第5図および第6図は、その実施例を示すもので、25は発信回路部で、増幅器26、皮膚回路27および発信用のアンテナ28を備えている。29はスイッチ制御回路部で、ウインドコンパレータ30、タイマ31を備えている。バッテリ32はスイッチ33を介して前記発信回路部25に接続され、このスイッチ33は前記タイマ31から出力信号が入力されたときのみオンとなる。バッテリ32はサーミスタからなるpHセンサ34の入力側に接続され、この出力側は前記発信回路部25の増幅器26およびスイッチ制御回路部29のウインドコンパレータ30に接続されてい

- 9 -

センサ6と温度測定用の第2のセンサ20を備えている。また、カプセル本体1の内部には第1のアンテナ7と第2のアンテナ8を備え、指向性が直交する2方向に電波を発信するようになっており、第3のアンテナ9を廃止している。したがって、第4図に示すように、第1のアンテナ7の発振周波数f1に対応する第1の増幅器14と第2のアンテナ8の発振周波数f2に対応する第2の増幅器15が設けられている。そして、第1の増幅器14は第1の表示部17に接続され、第1のセンサ6によって検知した体腔内の圧力が第1の表示部17に表示される。また、第2の増幅器15は第3の表示部22に接続され、第3の表示部22は第2のセンサ20によって検知した体腔内の温度を第3の表示部22に表示する。したがって、第1の実施例と同様に、カプセル本体1の位置、向き(姿勢)を正確に検出し、その時の体腔内の圧力とともに温度を検出することができる。

前述したように、バッテリを内蔵した医療用カプセルは、長時間に亘って体腔内の情報をモニタ

- 8 -

る。さらに、バッテリ32はスイッチ制御回路部29に接続されるとともに、ウインドコンパレータ30に基準電圧を印加している。

したがって、pHセンサ34の出力は、ウインドコンパレータ30で基準電圧と比較される。そして、第6図に示すように、ウインド幅を越えた場合はウインドコンパレータ30からタイマ31を駆動する信号を出力する。タイマ31が駆動すると、スイッチ33がオン・オフを繰り返し、バッテリ32から発信回路部25に電圧を供給する。このため、発信回路部25はpHセンサ34からの出力信号を増幅器26によって増幅した後、皮膚回路27によって皮膚し、アンテナ28から発信する。

このように、pHセンサ34の出力が基準電圧の範囲(異常なしと思われる範囲)内であれば、スイッチ33はオフ状態にあるため、発信回路部25へ電圧は供給されないことになり、発信回路部25ではバッテリ32の電力は消費されない。また、pHセンサ34の出力が範囲を越えた場合も、

- 10 -

タイマ3-1によりスイッチ33をオン・オフするため、持続的データを得つつ、電力の節約が図れる。

第7図および第8図は、微分回路35によりpHセンサ34の出力の時間に対する変化を検出したものである。すなわち、pHセンサ34の出力例を微分回路35を介してスイッチ制御回路部29に接続し、この微分回路35によりpHセンサ34の出力の時間に対する変化を検出してスイッチ制御回路部29に入力する。

$$(微分回路の出力 = \frac{d}{dt} \cdot V_{in})$$

但し V_{in} : 入力電圧

pHセンサ34の出力は微分回路35を介してスイッチ制御回路部29に入力され、基準電圧と比較される。そして、第8図に示すように、基準電圧を越えた場合(急激な変化をした場合)スイッチ33がオン・オフを繰り返し、バッテリ32から発信回路部25に電圧を供給する。この場合、微分回路35の出力が基準値の範囲を下回った場合

- 11 -

することにより、体腔内のカプセル本体38の位置を知ることができる。

第11図および第12図は、前記実施例と同様に、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知る手段として、生体地図と基準点とによって位置検出を行う実施例である。

生体地図として被検査者の生体とともに心臓の位置をCT、MRIまたは超音波等による診断装置によって検出し、これを生体マップとして心臓の位置とともにメモリ36に記憶する。一方、カプセル本体42の内部には心電図検出電極43とともに信号処理回路44、メモリ45およびバッテリ46が設けられている。さらに、カプセル本体42の内部にはメモリ45と信号の授受を行うメモリアクセス用電極47が設けられている。

前記心電図検出電極43からの検出信号は波形解釈回路48を介して演算器49に入力され、演算器49からの信号と前記メモリ45に記憶された生体マップとを位置検出回路50によって照合することにより、カプセル本体42が心臓からどの

- 13 -

合にもモニタをし続けられるようにするため、スイッチ33がオン・オフを一定時間続ける。したがって、急激な生体情報の変化を迅速に知ることができる。

第9図および第10図は、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知る手段として、生体地図と基準点とによって位置検出を行う実施例である。

生体地図として被検査者Aの生体をCT、MRIまたは超音波等による診断装置によって検出し、これを生体マップとしてメモリ36に記憶する。一方、被検査者Aの体外の一部に基準点としての基準信号発振器からなる発振器37を固定し、この発振器37から体腔内に向けて電波を発信する。一方、カプセル本体38の内部には受信器39および演算器40が設けられており、発振器37からの信号を受信して基準点としての発振器37からの方位と距離を演算する。そして、演算器40からの信号と前記メモリ36に記憶された生体マップとを位置検出回路41によって照合

- 12 -

の方向にどれだけ離れているか知ることができ、発振器が不要となる。

【発明の効果】

以上説明したように、この発明によれば、体腔内の情報を検出するためのカプセル本体内に指向性、送受信用電波が異なる複数のアンテナを設けたから、複数のアンテナから体外に発信された電波の方向、強度、周波数等によってカプセルの位置、向き等を体外で受信してカプセルの位置を検知することができ、カプセルの位置、向きに拘らず、その位置を正確に検知でき、しかも人体に安全な医療用カプセルを提供できるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図および第2図はこの発明の第1の実施例を示し、第1図はカプセルの縦断側面図、第2図は電気回路のブロック図、第3図および第4図はこの発明の第2の実施例を示し、第3図はカプセルの縦断側面図、第4図は電気回路のブロック図、第5図はバッテリ内蔵型カプセルの電気回路

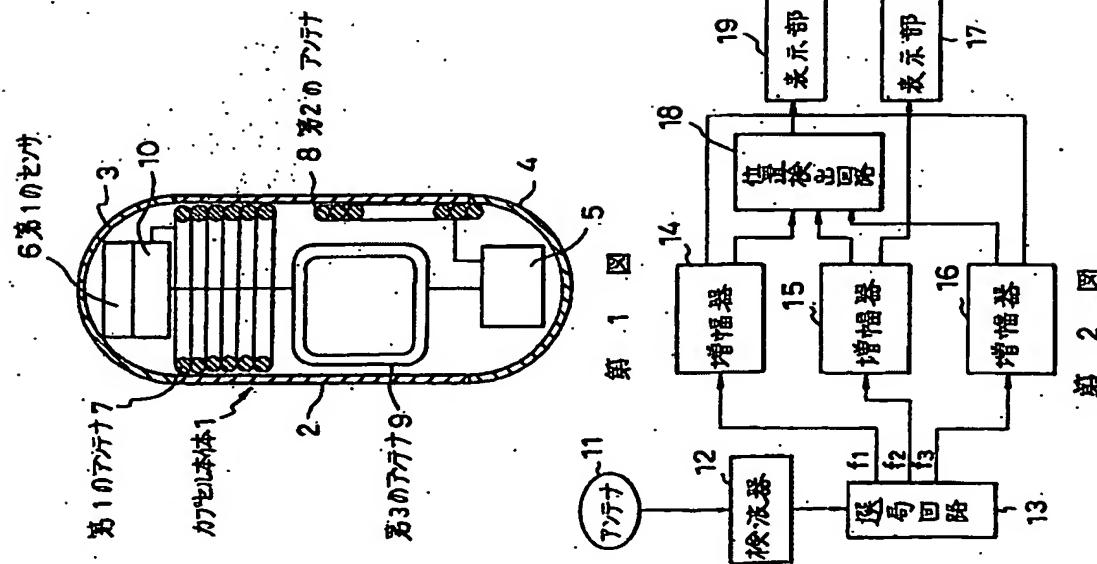
- 14 -

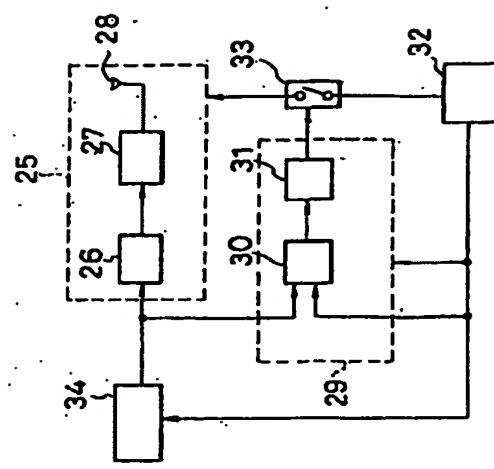
のブロック図、第6図は同じくタイミングチャート図、第7図はバッテリ内吸型カプセルの電気回路のブロック図、第8図は同じくタイミングチャート図、第9図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する実施例のブロック図、第10図は人体の構成図、第11図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する他の実施例のブロック図、第12図はカプセルの横断側面図、第13図は従来の医療用カプセルの横断側面図である。

1—カプセル本体、6—センサ、7, 8, 9…アンテナ。

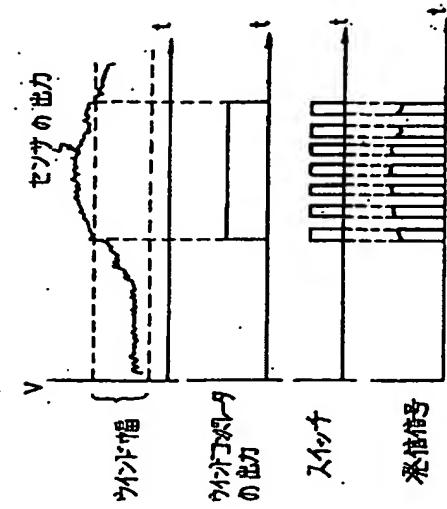
出願人代理人 斎博士 坪井 敏

- 15 -

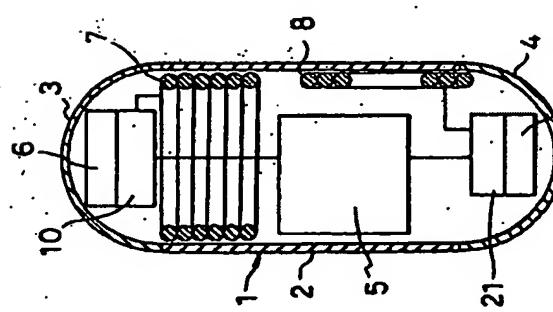




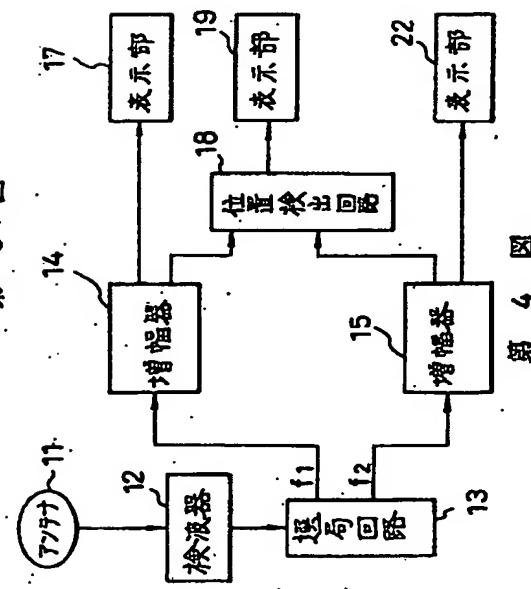
第 5 図



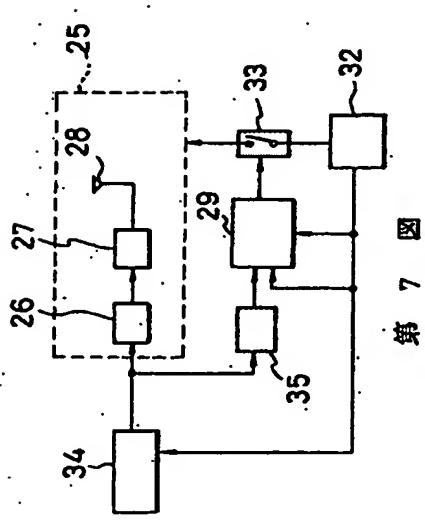
第 6 図



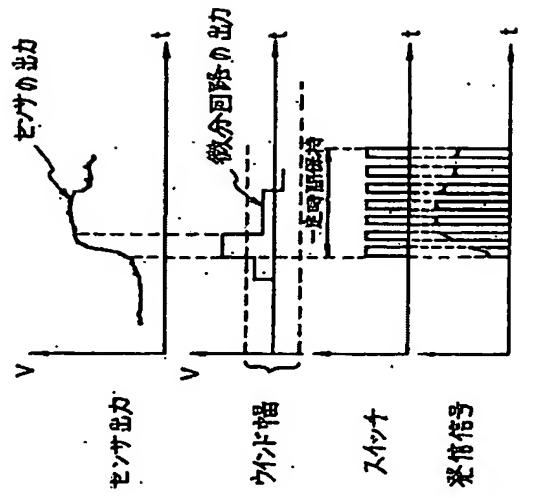
第 3 図



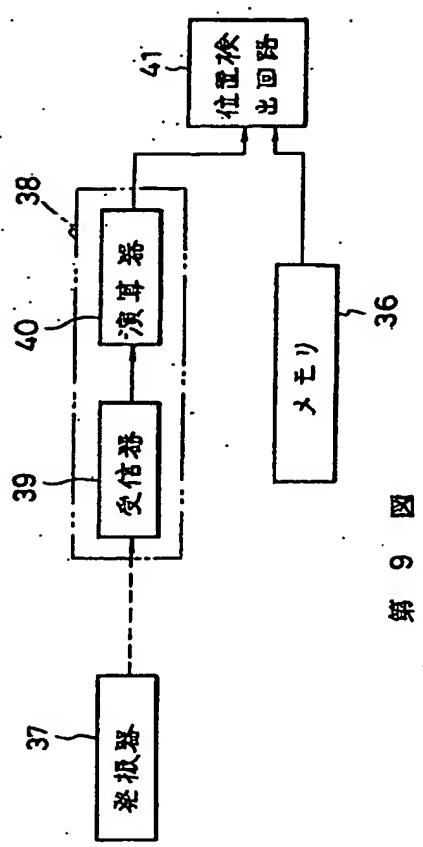
第 4 図



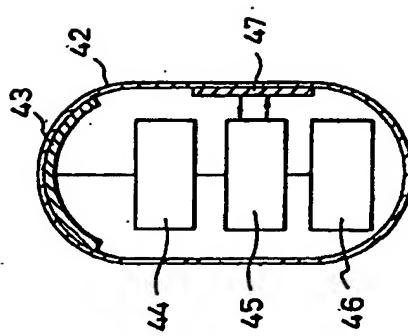
第 7 図



第 8 図

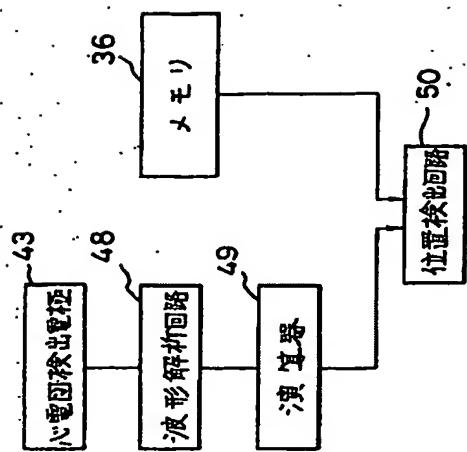


第 9 図

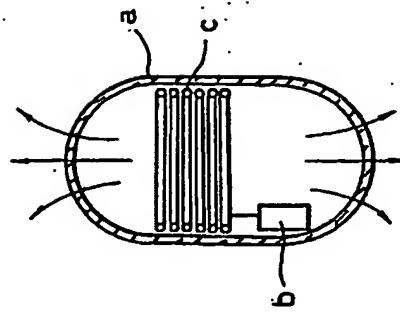


第 10 図

第 11 図



第12図



第13図

第1頁の続き

②発明者	大島 豊	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	岡田 勉	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	鈴木 明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	布施 栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	林 正明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	植田 康弘	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者	安達 英之	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内

【技術分類】 Medical capsule

【範囲】

[1] A medical capsule comprising a capsule body for detecting various information in body cavities, and a plurality of antennas disposed in the capsule body and having different directivities and transmission/reception frequencies.

【技術背景】

【発明の問題】

The present invention relates to a medical capsule, whose position in body cavities may be detected from outside the body.

【背景技術】

The medical capsule, which is swallowed by a patient to sample digestive fluids in the body cavities or discharge medicament into the body cavities, is known as in Patent Gazette No. 63-21494. Whether the medical capsule swallowed by the subject has reached the target site in the body cavity is usually assumed by the time elapsing after the swallowing or radiographically checked from outside the body.

【発明を解決する手段】

However, the assumption of the position of the medical capsule swallowed by the subject based on the elapse of the time cannot achieve precise detection of the capsule position. In the radiographic method to monitor the position from outside the body, the capsule position may be precisely detected, while X-ray irradiation for an extended period time or for several times may have an adverse effect on the human body.

A medical capsule, which incorporates an antenna c comprising a battery b and transmission coil in the capsule main body a as shown in Fig. 13 has been developed. The medical capsule is swallowed by the subject, and radio waves are transmitted from the antenna c in the body cavity and received by a receiver installed outside the body, thus attaining positional detection for the medical capsule. Since only a single antenna c is provided in the capsule main body, however, radio waves are transmitted in the direction shown with the arrow. Therefore, radio waves may be detected in the vertical direction of the capsule main body a but is weak in the horizontal direction of the capsule main body a, thus making detection difficult and hindering precise detection of the capsule position. Under such circumstances, the present invention has been developed to provide a medical capsule, which can precisely detect the capsule position regardless of its position and orientation and is safe to human body.

【解決する課題】

To solve the hereinbefore-mentioned problems, the present invention comprises a capsule main body for detecting various information in body cavities, and a plurality of antennas disposed in the capsule body and having different directivities and transmission/reception frequencies.

The capsule, swallowed by the subject, detects various information on body cavities while navigating them and transmits the information out of the body so that the position and orientation of the capsule is received from the plurality

of antennas outside the body and is detected based on the direction, intensity, and frequency of the received radio waves.

Embodiments
The preferred embodiments in accordance with the present invention are described below by referring to the attached drawings.

Figs. 1 and 2 shows the first embodiment. As shown in Fig. 1, the capsule main body 1 comprises a cylindrical part 2, and hemispherical caps 3 and 4 attached on the both axial ends of the cylindrical part 2. A battery 5 is provided on one end in the capsule main body 1 or the lower side of the figure, and a first sensor 6 for measuring pressure, for example, is provided on the upper side of the figure.

A first antenna 7 comprising a transmission coil coaxial with the cylindrical part 2 is provided in the cylindrical part 2 of the capsule main body 1. A second antenna 8 comprising a transmission coil perpendicular to the axial direction of the cylindrical part 2 and a third antenna 9 are provided below the first antenna 7, and the second and third antenna 8 and 9 are perpendicular to each other. In short, the first through third antennas 7 through 9 are housed in the capsule main body 1 and electrically connected via a modulation circuit 10 to said battery 5. The first antenna 7 transmits radio waves in the axial direction of the capsule main body 1 (upward), the second antenna 8 in the direction perpendicular to the axial direction of the capsule main body 1 (laterally), and the third antenna 9 in the perpendicular to the axial direction of the capsule main body 1 (forward), thus performing radio wave transmission in the three directions X, Y, and Z in orthogonal directivities. In addition, the first, second, and third antennas 7, 8, and 9 respectively transmit oscillation frequencies f_1 , f_2 , f_3 , thus transmitting radio waves at different oscillation frequencies.

Fig. 2 is a block diagram of the position detection circuit, in which detection signals from the first sensor 6 of the capsule main body 1 and radio waves transmitted by the antennas 7 through 9 are received by the reception antenna 11. The signals received by the reception antenna 11 are fed via the detector 12 to the station selection circuit 13. The station selection circuit 13 feeds the signals via first through third amplifiers 14 through 16 independently provided for the different oscillation frequencies f_1 , f_2 , and f_3 to a first display 17 and displays the intra-cavity pressure detected by the first sensor 6. Signals amplified by the first through third amplifiers 14 through 16 are further fed via a position detection circuit 18 to a second display 19, which detects and displays the position and orientation (posture) of the capsule main body by comparing intensities of the radio waves transmitted by the first through third antennas 7 through 9. Thus, the position and orientation of the capsule main body 1 may be accurately detected, and the intra-cavity pressure may also be detected.

When the subject swallowed the capsule main body 1, thus the capsule main body 1 goes through the esophagus, stomach, and intestines. The capsule main body 1 detects the intra-cavity pressure with the first sensor 6 thereof and transmits the detection signal via the demodulation circuit 10 to the first antenna 7.

At the same time, radio waves with different oscillation frequencies f_1 , f_2 , and f_3 are transmitted by the first through third antennas 7 through 9 and received by the reception antenna 11 along with the detection signal from the first sensor 6. The signals received by the reception antenna 11 are fed via the detector 12 to the station selection circuit 13. The station selection circuit 13 feeds the signals via first through third amplifiers 14 through 16 independently provided for the different oscillation frequencies f_1 , f_2 , and f_3 to a first display 17 and displays the intra-cavity pressure detected by the first sensor 6. Signals amplified by the first through third amplifiers 14 through 16 are further fed via a position detection circuit 18 to a second display 19, which detects and displays the position and orientation (posture) of the capsule main body by comparing intensities of the radio waves transmitted by the first through third antennas 7 through 9. Thus, the position and orientation of the capsule main body 1 are accurately detected, and the intra-cavity pressure is also be detected.

Figs. 3 and 4 show the second embodiment, wherein the similar numbers to those in the first embodiment represent the similar elements and the descriptions will be omitted.

As shown in Fig. 3, the battery 5 is mounted in the cylindrical part 2 of the capsule main body 1. A second sensor 20 for measuring temperature, for example, and a demodulation circuit 21 are provided on one end in the capsule main body 1 or the lower side of the figure. The capsule main body 1 is equipped with the first sensor 6 for measuring pressure and the second sensor 20 for measuring temperature therein. The capsule main body 1 is also equipped with the first antenna 7 and the second antenna 8 to transmit radio waves with the respective directivities orthogonal in two directions, thus eliminating the third antenna 9. As shown in Fig. 4, therefore, first and second amplifiers 14 and 15 are provided corresponding to the oscillation frequencies f_1 and f_2 of the first and second antennas 7 and 8, respectively. The first amplifier 14 is then connected to the display 17, and the intra-cavity pressure detected by the first sensor 6 appears on the first display 17. The second amplifier 15 is connected to the third display 22, which shows the intra-cavity temperature detected by the second sensor 20. As in the first embodiment, the position and orientation (posture) of the capsule main body 1 may be accurately detected, and the temperature as well as the intra-cavity pressure may be simultaneously detected. As hereinbefore described, since the medial capsule with a built-in battery monitors intra-cavity information for an extended period of time, the battery quickly exhausted. Therefore, the switch in the capsule is turned on or off from outside the body. Control of turning on and off of the switch is difficult, however, and if the turning on and off is repeated at constant interval, the patient may fall into an abnormal state while the switch is turned off. Under such circumstances, the medial capsule which suppresses battery consumption and reliably detects a change in intra-cavity information has been developed. Figs. 5 and 6 shows an embodiment of the development, and the reference number 25 represents a transmission circuit equipped with an amplifier 26, modulator circuit 27 and antenna for transmission 28. The reference number 29 represents

a switch control circuit equipped with a wind comparator 30 and timer 31. The battery 32 is connected via a switch 33 to said transmission circuit 25, and the switch 33 only is turned on when an output signal is entered from said timer 31. The battery 32 is connected to the input side of the pH sensor 34 comprising a thermister, and its output side is connected to the amplifier 26 of said transmission circuit 25 and the wind comparator 30 of the control circuit 29. In addition, the battery 32 is connected to the switch control circuit 29 and applies reference voltage to the wind comparator 30.

Therefore, the output of the pH sensor 34 is compared with the reference voltage in the wind comparator 30. As shown in Fig. 6, a signal for driving the timer 31 is generated by the wind comparator 30 when the output exceeds the wind width. When the timer 31 is driven, the switch repeatedly turns on and off, the battery 32 supplies voltage to the transmission circuit 25. Therefore, the transmission circuit 25 amplifies the output from the pH sensor 34 with the amplifier 26, modulates it with the modulator circuit 27, and transmits it from the antenna 28.

When the output of the pH sensor 34 is within the range of the reference voltage (where the system is free of defects), the switch 33 remains OFF, no voltage is supplied to the transmission circuit 25, and no power of the battery 32 is consumed in the transmission circuit 25. When the output of the pH sensor 34 exceeds the reference voltage range, the timer 31 turns the switch 33 on or off, thus obtaining constant data and saving power.

Figs. 7 and 8 show that change in output from the pH sensor 34 is detected by a differentiation circuit 35 along time. More specifically, the output side of the pH sensor 34 is connected via the differentiation circuit 35 to the switch control circuit 29, and the differentiation circuit 35 detects a change in the pH sensor 34 along time and feeds it to the switch control circuit 29.

(Output from the differentiation circuit $\frac{d}{dt} \cdot V_{in}$),
where V_{in} : input voltage.

The output from the pH sensor 34 is fed via the differentiation circuit 35 to the switch control circuit 29 to be compared with the reference voltage. When it exceeds the reference voltage (or a rapid change occurs) as shown in Fig. 8, the switch is repeatedly turned on and off, and the battery 32 supplies voltage to the transmission circuit 25. In such a case, the switch 33 continues to be turned on and off for a particular period so as to enable monitoring even when the output from the differentiation circuit 35 comes below the range of the reference voltage. Thus a rapid change of in vivo information may be immediately detected.

Figs. 9 and 10 show an embodiment to detect the position based on the in vivo map and reference points used as a means to know the position of medical capsule swallowed by a subject.

The body of the subject A is detected with a diagnosis apparatus such as CT, MRI or ultrasonic waves to obtain an in vivo map, which is stored in the memory 36. An oscillator 37 comprising a reference signal oscillation source and serving as a reference point is fixed on a part of the outside of the body of the subject A, and transmits radio waves into body cavities. A receiver 39

and computing unit 40 are provided in the capsule main body 38 for receiving signals from the oscillator 37 to calculate orientation and distance from the reference point, or the oscillator 37. The signals from the computing unit 40 and the in vivo map stored in said memory 36 are correlated with each other by the position detection circuit 41 to know the position of the capsule main body 38 in the body cavities.

Figs. 11 and 12 show an embodiment which detects position of the medical capsule swallowed by the subject based on the in vivo map and reference points as in the hereinbefore mentioned embodiment.

The position of the heart of the subject along with the body is detected with a diagnosis apparatus such as CT, MRI or ultrasonic waves to obtain an in vivo map, which is stored with the position of the heart in the memory 36. A signal processing circuit 44, memory 45, and battery 46 as well as a detection electrode 43 of the electrocardiogram are provided in the capsule main body 42. A memory access electrode 47 for transmitting and receiving signals to and from the memory 45 is provided in the capsule main body 42.

Detection signals from said electrocardiogram detection electrode 43 are fed via a waveform analysis circuit 48 to a computing unit 49, and the signals from the computing unit 49 and the in vivo map stored in said memory 45 are correlated with each other by the position detection circuit 50 to know the orientation and distance of the capsule main body 42 from the heart, thus requiring no oscillator.

[REDECTED]

As in the foregoing description, since a plurality of antennas with different directivities and transmission/reception frequencies are provided in the capsule main body to detect various information in body cavities in accordance with the invention, there are effects that the position and orientation of the capsule are received outside the body based on the orientation, intensity, frequency of the radio waves transmitted from the plurality of antennas outside the body in order to detect the position of the capsule regardless of the position and orientation of the capsule and thus a medical capsule, whose position is accurately detected and which is safe to human body may be provided.

[REDECTED]

Figs. 1 and 2 show the first embodiment of the present invention. Fig. 1 is a vertical sectional side view of the capsule. Fig. 2 is a block diagram of the electric circuit. Fig. 3 is a vertical sectional side view of the capsule. Fig. 4 is a block diagram of the electric circuit. Fig. 5 is a block diagram of the electric circuit of the capsule with a built-in battery. Fig. 6 is its timing chart. Fig. 7 is a block diagram of the electric circuit of the capsule with a built-in battery. Fig. 8 is its timing chart. Fig. 9 is a block diagram of an embodiment for detecting the position of the medical capsule swallowed by the subject. Fig. 10 is a schematic view of a human body. Fig. 11 a block diagram of another embodiment for detecting the position of the medical capsule swallowed by the subject. Fig. 12 is a vertical sectional side view of the capsule. Fig. 13 is a vertical sectional side view of the conventional medical capsule.

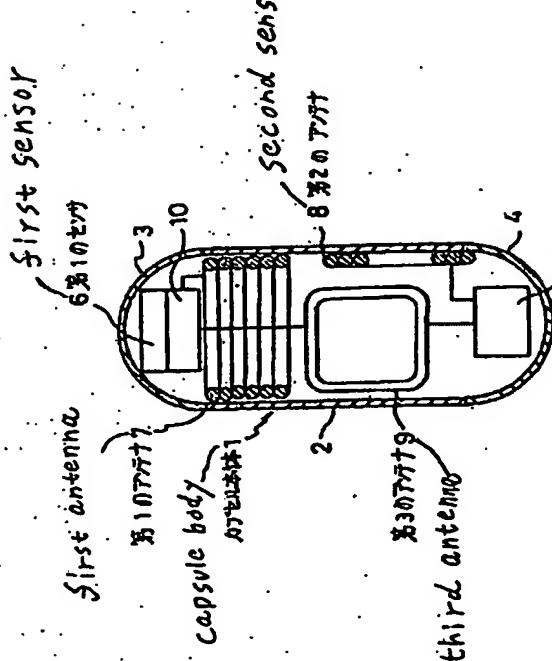
1: Capsule main body
6: Sensor
7, 8, 9: Antennas

のブロック図、第6図は回ビクタイミングチャート図、第7図はパッテリ内誘導カプセルの電気回路のブロック図、第8図は回ビクタイミングチャート図、第9図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する実施例のブロック図、第10図は人体の構成図、第11図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する他の実施例のブロック図、第12図はカプセルの切断部図、第13図は異なる医療用カプセルの切断部図である。

1—カプセル本体、6—センサ、7、8、9—アンテナ。

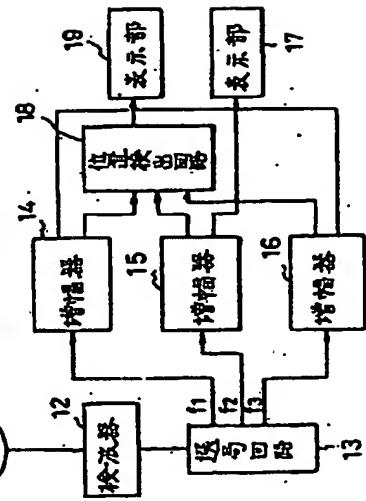
出願人代理人弁理士 岸井 雄

- 15 -

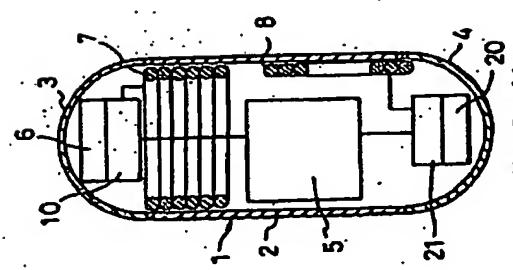


第1図

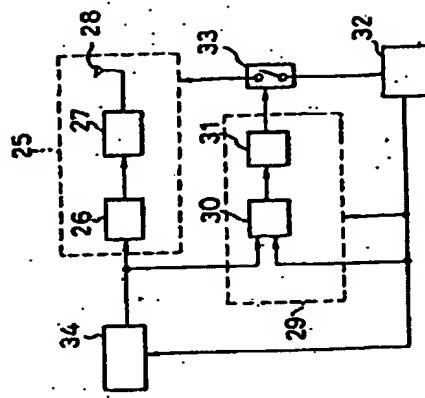
—245—



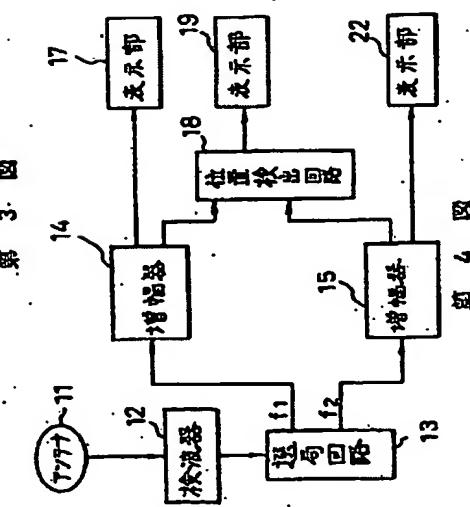
第2図



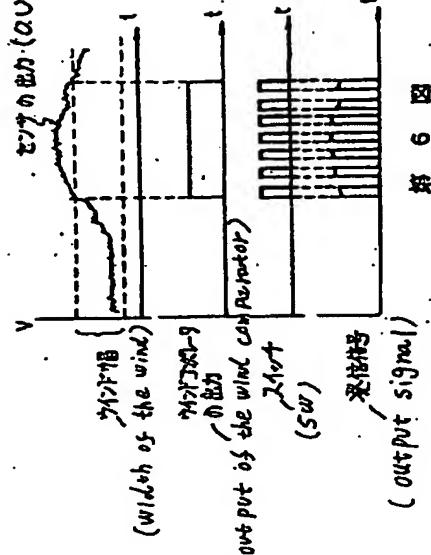
第 3 図



第 5 図

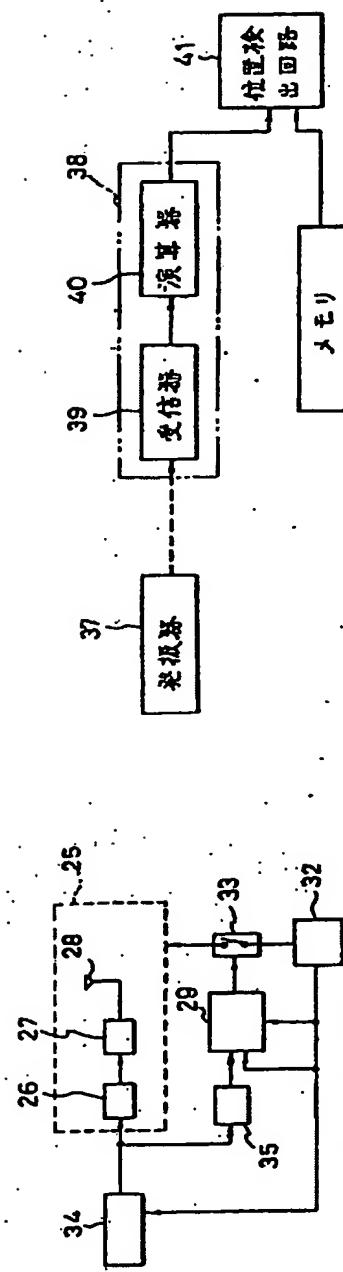


第 4 図

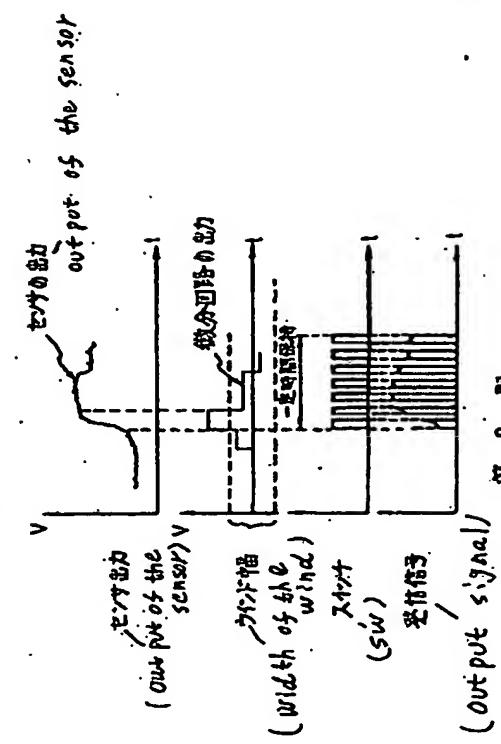


第 6 図

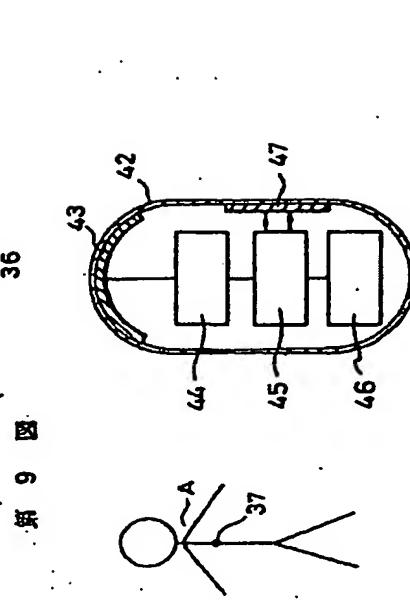
特開平 4-180736(6)



第 7 図



-247-

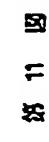


第 9 図

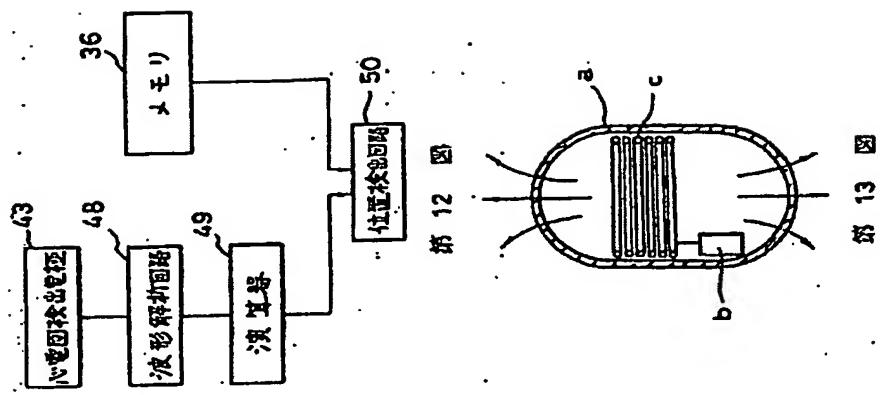


第 10 図

第 8 図



第 11 図



第1頁の続き

②発明者 大島	登	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 国田	勉	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 鈴木	明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 布施	栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 林	正明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 植田	康弘	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内
②発明者 安達	英之	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内